

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-275352

⑤Int.Cl.⁴

A 61 M 16/00

識別記号

3 1 5
3 3 5

庁内整理番号

6737-4C
6737-4C

④公開 昭和63年(1988)11月14日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全4頁)

⑬発明の名称 人工呼吸器制御装置

⑭特 願 昭62-109343

⑮出 願 昭62(1987)5月2日

⑯発 明 者 村 松 和 彦 福岡県春日市大字須玖960-2 福岡徳洲会病院内
⑰出 願 人 村 松 和 彦 福岡県春日市大字須玖960-2 福岡徳洲会病院内
⑱代 理 人 弁理士 小 堀 益 外2名

明 細 書

1. 発明の名称 人工呼吸器制御装置

2. 特許請求の範囲

1. 患者の呼吸動作を検出する呼吸検出器を設け、この呼吸検出器の出力データから求めた呼吸回数、吸気時間、呼気時間等のデータに基づいて患者の次の吸気開始時間を推定して人工呼吸器の動作タイミングを制御する手段を備えたことを特徴とする人工呼吸器制御装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、患者、特に新生児に人工呼吸を行う際に用いる人工呼吸器の制御装置に関する。

〔従来の技術〕

新生児に特発性呼吸窮迫症候群のような障害がある場合、従来においては、人工呼吸器を用いて、患児の自発呼吸とは無関係に加圧するという方法で人工呼吸を行っている。

〔発明が解決しようとする問題点〕

このような従来の人工呼吸法は、患児に自発呼

吸がない場合は、問題はないが、患児に自発呼吸があるのになおかつ人工呼吸をしなければならない場合に不都合が生じている。すなわち、成人においては、呼吸数が毎分16~20と多くないので、人工呼吸器と患者の呼吸を同調させることが可能である。しかし、病的新生児では毎分60~100と呼吸数が極めて多く、従来の医療技術では患児の呼吸に同調させることができなかった。そのため、医学的にはファイティングと呼ばれる患児の呼吸と人工呼吸器による加圧とがぶつかり合う異常状態がしばしば発生している。

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、患児の呼吸と人工呼吸とを同調させて、異常状態を解消することを目的とする。

〔問題点を解決するための手段〕

この目的を達成するため、本発明の人工呼吸器制御装置は、患者の呼吸動作を検出する呼吸検出器を設け、この呼吸検出器の出力データから求めた呼吸回数、吸気時間、呼気時間等のデータに基づいて患者の次の吸気開始時間を推定して人工呼

吸器の動作タイミングを制御する手段を備えたことを特徴とする。

〔作用〕

本発明は、人工呼吸器を患者の自力による呼吸動作に同調して制御するようにしている。第1図に示すように、本発明は、患者(患児)Pの呼吸のパターンを検出する呼吸検出器21と、人工呼吸器23を制御する制御装置22とを備えている。呼吸検出器21によって検出した呼吸波形を第2図に示している。この呼吸波形において、A点、C点は吸気開始点、B点、D点は呼気開始点を表す。A点～B点の間及びC点～D点の間が吸気時間、B点～C点の間が呼気時間である。この呼吸検出器21によって検出された呼吸波形に基づき、制御装置22によって吸気、呼気の周期及びタイミングを分析し、人工呼吸器23を制御して呼吸波形に同調した人工呼吸を行うようにする。

これにより、呼吸数が多い新生児に対しても、自力による呼吸を助けるように同調した人工呼吸を行うことが可能となる。

呼吸波形のデジタルデータを5～10ms毎に取り込み、波形の最大値、最小値の認識を行う。これにより、第2図に示したように、吸気開始時点、呼気開始時点、吸気時間、呼気時間を演算する。第2図に示す呼気相の一定の時点たとえばI点で人工呼吸器の加圧スイッチをオンにし、患児の吸気相に一致して人工呼吸器の加圧が行われるようにB点～I点間の時間を決定する。次に、呼気開始時点Bを認識し、B点～I点間の時間の後にオン・オフスイッチ10がオンとなるように設定する。人工呼吸器11は、スイッチオンになった後の一定の時間(I点～C点)が経過してから加圧を開始する。また、コンピュータ9は、呼吸波形以外のデータをもとに人工呼吸器を制御する。人工呼吸を行う場合、一般的に、加圧する圧力を増強したり、加圧する時間、すなわち吸気時間を長くしたり、あるいは吸気時の陽圧を高くすること等により、血中酸素分圧を上昇させることができ、また炭酸ガス排泄を促進させることができる。人工呼吸中に連続的に血液中の酸素分圧、炭酸ガス分圧をモ

〔実施例〕

以下、本発明の特徴を、図面に示す実施例に基づいて具体的に説明する。

第3図は、第1図に示した人工呼吸器制御装置の実施例を示すブロック図である。1は呼吸検出のための高周波信号を発生させるキャリア信号発生器である。このキャリア信号は、第1図に示したように患児Pの胸部に貼り付けた電極a、b間に流す電流を一定にするための定電流回路2を通して患者の胸部に流される。2個の胸部電極にキャリア信号を与えて両電極間の抵抗を測定すると、呼吸運動により抵抗が変化する。これをアイソレーショントランス3によりAC信号と分離して取り出し、アンプ4により増幅する。この増幅信号を整流回路5により直流に変換し、さらにアンプ6で増幅して、第2図に示したような呼吸波形検出出力7を得る。この呼吸波形のアナログデータをコンピュータ処理するため、A/Dコンバータ8を用いてデジタル信号に変換する。コンピュータ9では、呼吸波形の解析を行う。すなわち、

ニターし、これらのデータをもとに人工呼吸器の気体ロジック回路37-2、37-3、37-4、37-5(第4図参照)の設定条件を制御し、血液中酸素分圧、炭酸ガス分圧をコントロールする。たとえば、酸素分圧が低い場合には吸気時間を長くし、炭酸ガス分圧が多い場合には加圧する圧を高くする。

第4図に、本発明において用いる人工呼吸器の構成を示す。外部のボンベから圧縮空気と圧縮酸素が供給され、酸素・空気混合器31で所定の割合に混合される。この混合気体は流量調節器32により所定の流量に調節され、患者接続口33に接続された吸気パイプ34により患者の気道に送気される。呼気パイプ35は呼気バルブ接続口36に接続され、気体ロジック回路37を介して排気される。気体ロジック回路37は、オン・オフスイッチ10においてスイッチがオンになった時点より一定時間たった後に加圧を開始する吸気開始設定回路37-1と、吸気時間設定回路37-2と、呼気時間設定回路37-3と、加圧圧力設定回路37-4と、接続陽圧設定回路37-5とを備えている。前述した呼吸波形解析の結果得

られたデータをもとに、患者呼吸と人工呼吸器とを同調させる場合、コンピュータからの信号は吸気開始設定回路37-1に入力される。また、経皮 O_2 /CO $_2$ モニター等のデータをもとに、人工呼吸の制御を行う。たとえば、血中酸素分圧が少ない場合には呼気時間設定回路37-3により吸気時間（加圧する時間）を長くする。また加圧圧力設定回路37-4を変更して加圧圧力を増強を行う。

第3図に示した呼吸波形検出器（インピーダンス換気量モニター）のほか、呼気中の酸素分圧、炭酸ガス分圧を瞬時に測定し、呼気、吸気の時相を検出する呼気ガスモニター、挿管チューブやマスクに装着して呼気、吸気量を測定し、換気量を測定するニューモコメータ、水銀の入ったビニルチューブを胸に巻きつけ、チューブ両端の抵抗を測ると呼吸により抵抗が変化することを利用し、この抵抗の変化により呼吸波形を測定する水銀ストレインゲージを用いることができる。さらに、皮膚に特殊な電極を装着し、加温することにより血液中から浸透してくる酸素、炭酸ガスの分圧を

測定する経皮 O_2 /CO $_2$ モニターを用いることもできる。

このように、別のモニターから得られる呼吸状態の情報をもとに、より細かな人工呼吸器の制御を行うことができる。

〔発明の効果〕

以上に説明したように、本発明においては、患者の呼吸動作を検出してこれにより人工呼吸器と吸気相、呼気相のタイミングが同調するような制御を行うようにしている。このため、呼吸数が多い新生児等に対しても、自力による呼吸と人工呼吸器による呼吸の動作のぶつかりあい、すなわちファイティングが解消され、異常状態の発生を防止することができる。自力による呼吸を助けることになるので、肺の加圧による障害を減少でき、また投与酸素濃度を減少させることもでき、医学的效果は大である。

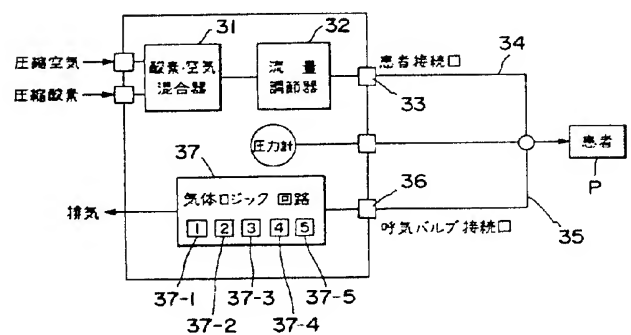
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の概略構成を示す説明図、第2図は呼吸波形と呼吸相の変化の説明図、第3図は

本発明の実施例の構成を示すブロック図、第4図は本発明において適用する人工呼吸器の構成例のブロック図である。

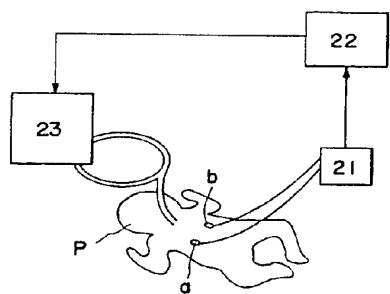
- | | |
|------------------|---------------|
| 1 : キャリア信号発生器 | |
| 2 : 定電流回路 | |
| 3 : アイソレーショントランス | |
| 4 : アンプ | 5 : 整流回路 |
| 6 : アンプ | 7 : 呼吸波形検出出力 |
| 8 : A/Dコンバータ | 9 : コンピュータ |
| 10 : オン・オフスイッチ | |
| 11 : 人工呼吸器 | |
| 21 : 呼吸検出器 | 22 : 制御装置 |
| 23 : 人工呼吸器 | |
| 31 : 酸素・空気混合器 | 32 : 流量調節器 |
| 33 : 患者接続口 | 34 : 吸気パイプ |
| 35 : 呼気パイプ | 36 : 呼気バルブ接続口 |
| 37 : 気体ロジック回路 | |

第 4 図

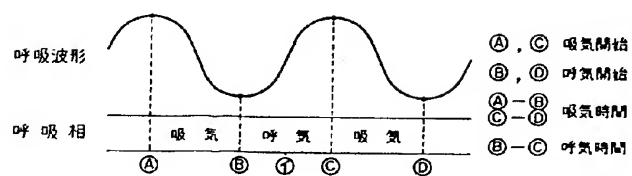


特許出願人 村 松 和 彦
代 理 人 小 堀 益 (ほか2名)

第 1 図



第 2 図



第 3 図

